

Express Mail Label No. EV208799012US  
Date of Deposit: June 25, 2003

Docket No. 100717-593/Bayer 10,258-KGB  
Le A 36 148-US

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

APPLICANTS : Dr. Edgar DIESEL, et al

SERIAL NO. : To Be Assigned

FILED : Herewith

FOR : METHOD FOR THE IMPEDIMETRIC DETECTION OF ONE  
OR MORE ANALYTES IN A SAMPLE, AND DEVICE FOR  
USE THEREIN

ART UNIT : To Be Assigned

EXAMINER : To Be Assigned

---

Commissioner for Patents  
PO Box 1450  
Alexandria, VA 22313-1450

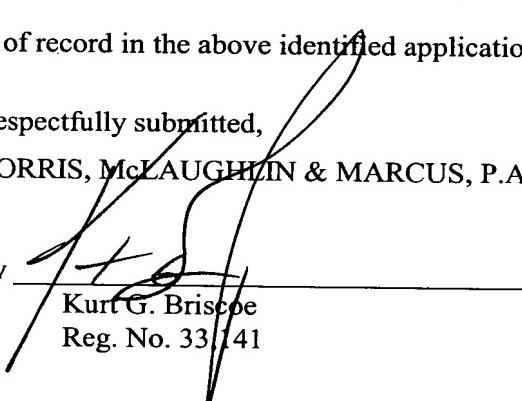
TRANSMITTAL OF PRIORITY DOCUMENT

SIR:

Appended hereto is a certified copy of Priority Document 102 28 260.9 filed June 25, 2002.

Applicant requests that this document be made of record in the above identified application.

Respectfully submitted,  
NORRIS, McLAUGHLIN & MARCUS, P.A.

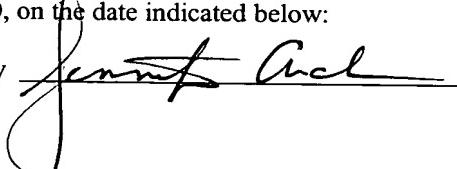
By   
Kurt G. Briscoe  
Reg. No. 33141

220 East 42<sup>nd</sup> Street - 30<sup>th</sup> Floor  
New York, New York 10017  
Tel.: (212) 808-0700  
Fax: (212) 808-0844

CERTIFICATE OF MAILING

I hereby certify that the foregoing Transmittal of Priority Document is being deposited with the United States Postal Service as first class mail in an envelope addressed to: Commissioner for Patents, PO Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450, on the date indicated below:

Date: June 25, 2003

By 

**BUTSCHLAND**

**reichung**

dimetrischen  
yten in einer

**jabe der ur-**

**ZS**

**A 9161**  
06/00  
EDV-L

**Methode und Vorrichtung zum impedimetrischen Nachweis eines oder mehrerer Analyten in einer Probe**

Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zum qualitativen und/oder quantitativen impedimetrischen Nachweis von Analyten in einer Probe. Hierbei handelt es sich vorzugsweise um die spezifische Detektion eines biologisch relevanten Moleküls in einem wässrigen Medium. Ein derartiges Sensorprinzip bzw. ein solcher Sensor hat ein großes Anwendungsgebiet z.B. in der Umweltanalytik, dem Nahrungsmittelbereich, der Human- und Veterinärdiagnostik, dem Pflanzenschutz und in der biochemischen bzw. pharmakologischen Forschung.

Für derartige diagnostische Anwendungen sind Bio- und Chemosensoren bekannt, die eine biofunktionelle Oberfläche und einen physikalischen Signalwandler aufweisen.

An biofunktionelle Oberflächen werden biologische, chemische oder biochemische Erkennungselemente wie z.B. DNA, RNA, Aptamere, Rezeptoren gebunden, an die ein Analyt beim Nachweis mittels einer Erkennungsreaktion spezifisch bindet.

Beispiele für Erkennungsreaktionen sind die Bindung von Liganden an Komplexe, die Komplexierung von Ionen, die Bindung von Liganden an (biologische) Rezeptoren, Membranrezeptoren oder Ionenkanäle, von Antigenen oder Haptenen an Antikörper (Immunoassays), von Substraten an Enzyme, von DNA oder RNA an bestimmte Proteine, von Aptameren oder Spiegelmeren an ihre Targets, die Hybridisierung von DNA/RNA/PNA oder anderen Nukleinsäure-Analoga (DNA-Assays) oder die Prozessierung von Substraten durch Enzyme.

Beispiele für nachzuweisende Analyten sind DNA, RNA, PNA, Nukleinsäure-Analoga, Enzymsubstrate, Peptide, Proteine, potentielle Wirkstoffe, Medikamente, Zellen, Viren.

Beispiele für Erkennungselemente, an die die nachzuweisenden Analyten binden, sind DNA, RNA, PNA, Nukleinsäure-Analoga, Aptamere, Spiegelmerle, Peptide, Proteine, Komplexbildner für Metalle/Metallionen, Cyclodextrine, Kronenether, Antikörper oder deren Fragmente, Anticaline, Enzyme, Rezeptoren, Membranrezeptoren, Ionenkanäle, Zelladhäsionsproteine, Ganglioside, Mono- oder Oligosaccharide.

Erkennungselemente können kovalent oder nichtkovalent an die biofunktionelle Oberfläche gekoppelt werden. Die kovalente Immobilisierung von Erkennungselementen wie z.B. DNA an Sensoroberflächen hat hinsichtlich der Stabilität, Reproduzierbarkeit und Spezifität der Kopplung entscheidende Vorteile gegenüber der nichtkovalenten Kopplung. Einen Überblick über Methoden zur Präparation DNAbeschichteter Oberflächen gibt S. L. Beaucage, Curr. Med. 2001, 8, 1213-1244.

Ein Beispiel für nichtkovalente Kopplung ist das Spotting von cDNA auf Glasträger, an die zuvor Polylysin adsorbiert wurde.

Werden an die Oberfläche des Signalwandlers verschiedene Erkennungselemente räumlich voneinander getrennt gebunden, so kann eine große Zahl von Erkennungsreaktionen mit einer zu untersuchenden Probe zeitgleich durchgeführt werden. Verwirklicht ist dies z.B. bei sogenannten DNA-Arrays, bei denen verschiedene DNA-Sequenzen (z.B. Oligonukleotide oder cDNAs) auf einem festen Träger (z.B. Glas) immobilisiert sind. Solche DNA-Arrays werden in der Regel mit optischen aber auch mit elektrischen Methoden ausgelesen und finden Anwendung in der Expressionsprofilierung, der Sequenzierung, dem Nachweis viraler oder bakterieller Nukleinäuren oder der Genotypisierung.

Die Detektion der Erkennungsreaktion bei Bio- oder Chemosensoren kann durch Anwendung optischer, elektrischer bzw. elektrochemischer, mechanischer oder magnetischer Signalwandlungsverfahren erfolgen.

Insbesondere die am weitesten fortgeschrittenen beschriebenen optischen Verfahren verfügen zwar über hohe Empfindlichkeiten lassen sich aber aufgrund des komplexen Aufbaus aus Lichtquelle, Sensor und Lichtdetektor in der Regel nur beschränkt miniaturisieren und werden daher den elektrischen Methoden in Bezug auf 5 Herstellungskosten unterlegen bleiben.

Aus diesen Gründen kommt der Entwicklung von elektrischen Sensoren eine wachsende Bedeutung zu. Insbesondere führt der Einsatz von Mikrostrukturierungs-technik aus der Halbleitertechnologie zu miniaturisierten Formaten, die hohe 10 Empfindlichkeiten versprechen. In DE 43 185 19 wie auch in WO 97/21094 werden mikrostrukturierte Elektrodenanordnungen verwendet, um eine spezifische Bindung von unmarkierten Antikörpern oder DNA an Antigene bzw. komplementäre DNA, die zwischen zwei Elektroden immobilisiert sind, mittels Impedanzmessungen nachzuweisen. Insbesondere werden in DE-A 4 318 519 die nachzuweisenden Moleküle 15 mit reversibel reduzierbaren bzw. oxidierbaren Molekülen markiert, so dass in diesen Interdigitalstrukturen durch elektrochemisches Rezyklisieren Verstärkungseffekte erzielt werden.

Eine alternative Methode zur Verstärkung von elektrochemischen Signalen besteht in 20 einer enzyminduzierten Präzipitation von Polymeren, die den Elektronentransferwiderstand signifikant erhöhen (Patolsky et al., Langmuir 15, 3703 (1999)).

Elektrochemische Verfahren können durch unspezifischen Nachweis von elektroaktiven Substanzen, wie sie in realen Proben wie z.B. Körperflüssigkeiten vorhanden 25 sind, beeinträchtigt werden.

Zur Detektion von geladenen Molekülen oder Komplexen aus geladenen Molekülen und Liganden werden Feldeffekttransistoren eingesetzt (US 6,203,981).

30 Nanopartikel können als alternatives Substratmaterial verwendet werden. In EP-A 1 022 560 A1 wird die Leitfähigkeit eines Nanopartikelnetzwerks durch Ligandad-

sorption modifiziert. WO 01/13432 A1 offenbart die Verwendung eines einzelnen Nanoteilchens als Einzelelektronentransistor, dessen Strom-Spannungskennlinie durch Ligandadsorption beeinflusst wird.

- 5        Bei diesen Konzepten, die auf elektrostatischen Feldeffekten beruhen, kann es in realen Proben wie z.B. Blut, Urin zu Interferenzen zwischen der gewünschten Ligandadsorption und unspezifischen Adsorptionen geladener Moleküle an die Sensoroberfläche kommen.
- 10      Diesbezüglich sind Methoden überlegen, die Markierungseinheiten für den Analyten benutzen, deren Eigenschaften sich signifikant von denen der Bestandteile der zu analysierenden Probe unterscheiden. Hierzu bieten sich z.B. metallische Nanopartikel als Markierungseinheiten an.
- 15      In US 5,858,666 ist die Anwendung metallischer Nanopartikel als Markierungseinheiten in der elektrischen Biosensorik offenbart. Im Rahmen von Gleichstrommessungen besitzen bestimmte elektrische Biosensoren mit metallischen Nanopartikeln das Potenzial für eine außerordentlich hohe Empfindlichkeit bis in den Einzelmolekülbereich. Dieses Potenzial erschließt sich insbesondere durch autometallografische Abscheidung. Bei diesem sog. Autometallografie-Prozess, der aus der Fotografie und der Elektronenmikroskopie bekannt ist, wirken die Nanopartikel oder Kolloide als Katalysatoren für den Elektronenübertrag von einem Reduktionsmittel auf ein Au- oder Ag-Ion, das sich in Form eines Ag oder Au-Salzes mit dem Reduktionsmittel wie z.B. Hydrochinon in der Verstärkungslösung befindet. Nach erfolgter Reduktion fällt das Ion auf dem Kolloid als Metall aus. Als elektrischer Signalwandler werden hierfür Elektrodenpaare gewählt, die durch eine Isolator voneinander getrennt sind. Mit Nanopartikeln markierte Analytmoleküle bilden mit autometallographischer Verstärkung eine leitfähige Brücke zwischen den Elektroden, die durch eine Gleichstrom-Widerstandsmessung detektiert wird. Die grundlegenden Patente hierzu sind US-A 4,794,089; US-A 5,137,827; US-A 5,284,748. Weitere Offenbarungen finden sich in DE-A 198 60 547, WO 99/57550 und in WO

01/00876. Die Detektion von Nukleinsäuren durch Gleichstrom-Widerstandsmessung wurde demonstriert (Möller et al., Langmuir 17, 5426 (2001)). Als weitere Ausbaustufe dieser Methode wird die Diskriminierung von Punktmutationen (Single Nucleotide Polymorphisms (SNPs)) in (Park et al., Science 295, 1503 (2002))  
5 beschrieben.

In den beiden letztgenannten Ausführungsformen sind die Elektrodenabstände sehr viel größer als die Partikel nach dem Autometallografie-Prozess (ca. Faktor 100-1000). Damit muss sich ein Perkolationsweg zwischen den Elektroden bilden,  
10 um einen Stromfluss zu ermöglichen. Dies schränkt den dynamischen Bereich der Meßmethode entscheidend ein, so dass diese Methoden in der Regel nur als Schwellwertmethoden eingesetzt werden. Dynamische Bereiche erschließen sich nur durch einen sehr umständlichen mehrfachen autometallografischen Verstärkungsprozess, der sich nicht für den praktischen Einsatz in einem Biosensor empfiehlt.  
15

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, einen hochempfindlichen elektrischen Sensor und eine Meßmethode zum Nachweis von Analyten mittels Erkennungsreaktion zu entwickeln, die eine hohe Empfindlichkeit haben und zusätzlich in Bezug auf die Menge der nachzuweisenden Analyten quantifizierbar sind.  
20

Die Lösung der erfindungsgemäßen Aufgabe besteht in einem Verfahren zum Nachweis eines oder mehrerer Analyten durch eine Erkennungsreaktion, mit den Schritten

- Bereitstellung einer Vorrichtung mit
  - einer Messelektrode mit biofunktioneller Oberfläche, wobei die biofunktionelle Oberfläche Erkennungselemente für die Analyten aufweist,
  - einer oder mehreren Gegenelektroden,
  - einem flüssigen Elektrolyten zwischen Messelektrode und Gegenelektroden,
- in Kontaktbringen von mit elektrisch aktiven Markierungseinheiten markierten Analyten mit der biofunktionellen Oberfläche, wobei die

elektrisch aktiven Markierungseinheiten entweder vor dem Kontakt der Analyten mit der biofunktionellen Oberfläche an die Analyten gebunden worden sind oder nach dem Kontakt der Analyten mit der biofunktionellen Oberfläche an die Analyten gebunden werden,

- 5        - Anlegen einer a) zeitlich veränderlichen Spannung oder b) eines zeitlich veränderlichen Stroms zwischen der ersten Gegenelektrode und der Messelektrode, und
- entweder im Fall a) Messung des Stroms oder im Fall b) Messung der Spannung zwischen erster Gegenelektrode und Messelektrode, oder
- 10      - im Fall a) Messung des Stroms oder im Fall b) Messung der Spannung Messung des Stroms zwischen zweiter oder weiterer Gegenelektrode und der Messelektrode.

15      Erfindungsgemäß sind Erkennungselemente für die Analyten an eine Messelektrode mit biofunktioneller Oberfläche gebunden. Die Analyten gehen mit den Erkennungselementen eine Erkennungsreaktion ein.

20      Eine zeitlich veränderliche Spannung oder ein zeitlich veränderlicher Strom wird zwischen der Messelektrode und einer Gegenelektrode angelegt. Die zeitlich veränderliche Spannung kann z.B. eine Wechselspannung oder eine gepulste Spannung, der zeitlich veränderliche Strom kann z.B. ein Wechselstrom oder ein gepulster Strom sein.

25      Beim Anlegen der zeitlich veränderlichen Spannung bzw. des zeitlich veränderlichen Stroms bildet sich an den Elektroden eine Helmholtz-Doppelschicht mit einer bestimmten Impedanz. Die Impedanz dieser Helmholtz-Doppelschicht wird modifiziert, wenn Analyten, die mit einer elektrisch aktiven Markierungseinheit markiert sind, durch die Erkennungsreaktion an die biofunktionelle Oberfläche gebunden werden, da z.B. durch die elektrisch aktiven Markierungseinheiten die Fläche der Messelektrode insbesondere durch einen elektrischen Kontakt zwischen leitfähigen Markierungseinheiten und der Messelektrode vergrößert wird.

Der Analyt kann vor der Bindung an das Erkennungselement bereits mit einer elektrisch aktiven Markierungseinheit markiert sein oder er wird erst nach der Bindung an das Erkennungselement markiert, indem z.B. ein Bindungselement, das mit einer Markierungseinheit markiert ist, an den Komplex bestehend aus Erkennungselement und Molekül bindet.

Mit dem erfindungsgemäßen Verfahren lässt sich die Modifikation der Impedanz durch eine einzige Markierungseinheit, das heißt in der Regel durch einen einzigen markierten Analyten nachweisen. Jede Markierungseinheit trägt unabhängig von anderen Markierungseinheiten zu einem Messsignal bei. Außerdem können Analytmoleküle mit mehreren Markierungseinheiten versehen werden, um die Empfindlichkeit der Methode noch zusätzlich zu steigern.

Die Immobilisierung der Erkennungseinheiten an der Oberfläche der Messelektrode erfolgt durch dem Fachmann bekannten Methoden nach dem Stand der Technik. Für DNA-Erkennungseinheiten ist diese Immobilisierung z.B. in S. L. Beaucage, Curr. Med. 2001, 8, 1213-1244 beschrieben.

Für die Immobilisierung auf der Elektrodenoberfläche wird eine optimale Dichte von Erkennungseinheiten angestrebt, die bei hoher Flächendichte eine optimale Aktivität der Erkennungseinheit gewährleistet.

Die Immobilisierung von Erkennungselementen wie Antikörpern kann kovalent oder nichtkovalent erfolgen. Beispielsweise können Avidin oder Streptavidin auf der Oberfläche physisorbiert oder nach geeigneter Biofunktionalisierung der Oberfläche kovalent immobilisiert werden. An die mit Avidin oder Streptavidin beschichtete Oberfläche können beispielsweise biotinylierte Antikörper spezifisch immobilisiert werden.

Aus den Impedanzmessungen kann die Kapazität der Doppelschicht unter der Verwendung von geeigneten Ersatzschaltbildern rechnerisch abgeleitet werden.

Um den Arbeitspunkt der Impedanzmessung einzustellen, kann eine Gleichspannung  
5 bzw. ein Gleichstrom auf die zeitlich veränderliche Spannung bzw. den zeitlich veränderlichen Strom aufgeprägt werden.

Das erfindungsgemäße Verfahren kann z.B. für einen Immuno- oder DNA-Assay eingesetzt werden. DNA-Assays dienen bevorzugt zur Detektion von viraler DNA  
10 oder RNA oder von DNA bakterieller Spezies, sowie zur Expressions-Profilierung, zur Genotypisierung für die Diagnose von Erbkrankheiten oder für Pharmacogenomics (genetisch bedingte Wirkweise bzw. Nebenwirkungen von Pharmaka), Nutrigenomics (genetisch bedingte Wirkweise bzw. Nebenwirkungen von Nahrungsmitteln). Bei der Genotypisierung werden insbesondere Veränderungen von Genen  
15 festgestellt, die nur auf der Variation einer Base beruhen (single nucleotide polymorphism = SNP).

Die Analyten können durch die Erkennungsreaktion auch indirekt nachgewiesen werden. Bei der indirekten Detektion werden Analyten, die bereits vor Bindung an  
20 das Erkennungselement mit Markierungseinheiten markiert sind, in Kontakt mit der biofunktionellen Oberfläche gebracht. Gleichzeitig werden zusätzlich unmarkierte Analyten in Kontakt mit der biofunktionellen Oberfläche gebracht. Diese beiden Spezies kompetieren um die Bindung an die immobilisierten Erkennungselemente. Befinden sich in dem Elektrolyten zwischen Messelektrode und Gegenelektrode  
25 keine unmarkierten Analyten, so werden alle Bindungsplätze an den Erkennungselementen von markierten Analyten besetzt und die Modifikation der Impedanz wird maximal. Für eine nichtverschwindende Konzentration von unmarkierten Analyten werden die Bindungsplätze an den Erkennungselementen entsprechend der jeweiligen Konzentrationen von unmarkierten Analyten und markierten Analyten  
30 anteilig besetzt, so dass die Modifikation der Impedanz im Vergleich zur verschwindenden Konzentration des unmarkierten Analytens kleiner ist.

Nach dem erfindungsgemäßen Verfahren werden Analyten mit Markierungseinheiten markiert, die in geeigneter Weise elektrisch aktiv sind.

- 5 Die elektrische Aktivität kann in der elektrischen Leitfähigkeit des für die Markierungseinheiten verwendeten Materials bestehen, die vorzugsweise im Bereich metallischer Leitfähigkeiten liegt.

- 10 Als elektrisch aktive Markierungseinheiten können Nanopartikel, Metallkomplexe und/oder Cluster aus leitfähigen Materialien wie Au, Ag, Pt, Pd, Cu oder Kohlenstoff eingesetzt werden.

- 15 Die elektrische Aktivität kann aber auch in den dielektrischen Eigenschaft des für die Markierungseinheiten verwendeten Materials bestehen. Die Dielektrizitätskonstante der Markierungseinheit liegt vorzugsweise im Bereich von 5 bis 15000, besonders bevorzugt im Bereich zwischen 10 und 1500.

- 20 Die Größe der elektrisch aktiven Markierungseinheiten liegt bevorzugt im Bereich zwischen 1 und 100 nm, bevorzugt im Bereich zwischen 1 und 30 nm und besonders bevorzugt im Bereich von 1 – 2 nm. Ganz besonders bevorzugt sind Au-Cluster bestehend aus 50 - 150 Atomen mit einer Größe im Bereich von 1 – 2 nm. Die Größeangabe bezieht sich dabei auf den größten Durchmesser der Markierungseinheiten.

- 25 Markierungseinheiten mit hohen Dielektrizitätskonstanten können Nanopartikel oder Cluster aus Titanaten, Materialien, die in einem Perovskitgitter kristallisieren, TiO<sub>2</sub> oder Bleiverbindungen sein. Diese haben häufig eine Größe im Bereich von 1 bis 100 nm. Beispielhaft erreicht PbSO<sub>4</sub> eine Dielektrizitätskonstante von 14 bei 100 MHz bzw. BaTiO<sub>3</sub> 3600 bei 100 kHz. Bei einem Vergleich sind die jeweiligen Frequenzabhängigkeiten zu berücksichtigen.

Weiterhin können Kohlenstoff „nanotubes“, nichtleitfähige Partikel mit leitfähiger Beschichtung oder nichtleitfähige Partikel mit metallischer Beschichtung als Markierungseinheiten eingesetzt werden. Nichtleitfähige Partikel können z.B. Polystyrolbeads sein. Bei Kohlenstoff „nanotubes“ können die Leitfähigkeitseigenschaften gezielt eingestellt werden.

5

Markierungseinheiten können auch aus leitfähigen Polymeren wie Polyaniline, Polythiophene insbesondere Polyethylendioxythiophen, Polyphenylene, Polyphenylenvinylen, Polythiophenvinylen, Polypyrrole bestehen.

10

Als Markierungseinheit können auch Enzyme wie z.B. Meerrettichperoxidase (HRP) dienen. HRP induziert die Polymerisierung von Monomeren (Substrat) elektrisch leitfähiger Polymere wie z.B. Polyanilin.

15

Eine weitere erfundungsgemäße Anwendung von HRP ist die Abscheidung eines Polymers, an das z.B. Nanopartikel oder alle oben beschriebenen Markierungseinheiten direkt oder indirekt über Biotin-Streptavidin, Biotin-Avidin oder Biotin-NeutrAvidin gebunden werden. Für den indirekten Fall ist das Polymer biotinyliert. Dieses Prinzip ist als Catalyzed Reporter Deposition (CARD) bekannt.

20

Besonders vorteilhaft zur Erzielung hoher Empfindlichkeiten ist eine geeignete Verstärkung der Markierungseinheiten wie sie z.B. durch die autometallografische Verstärkung von Metallkolloiden wie Ag oder Au erzielt werden kann.

25

Die Detektion des Analyten wird in wässrigem Medium als Elektrolyt durchgeführt. Bevorzugt als wässrige Medien sind Körperflüssigkeiten wie Blut, Urin, interstitielle Flüssigkeit und Tränenflüssigkeit.

30

Gegenstand der Erfindung ist weiterhin eine Vorrichtung zum Nachweis eines oder mehrerer Analyten durch eine Erkennungsreaktion enthaltend

- mindestens eine Messelektrode mit biofunktioneller Oberfläche, wobei die biofunktionelle Oberfläche Erkennungselemente für die Analyten aufweist,
- eine oder mehrere Gegenelektroden,
- einen flüssigen Elektrolyten zwischen Messelektrode und Gegenelektroden,
- 5 - Analyten, die mit elektrisch aktiven Markierungseinheiten markiert sind und in Kontakt mit den Erkennungselementen der biofunktionellen Oberfläche gebracht werden können,
- entweder a) eine Spannungsquelle zum Aufprägen einer zeitlich veränderlichen Spannung oder b) eine Stromquelle zum Aufprägen eines zeitlich veränderlichen Stroms zwischen der ersten Gegenelektrode und der Messelektrode, und
- 10 - Messgerät zur
  - Messung im Fall a) des Stroms oder im Fall b) der Spannung zwischen erster Gegenelektrode und Messelektrode, oder
  - Messung im Fall a) des Stroms oder im Fall b) der Spannung zwischen zweiter oder weiterer Gegenelektrode und der Messelektrode.

20 In der erfundungsgemäßen Vorrichtung weisen die Messelektrode, Gegenelektroden, Elektrolyten, Erkennungselemente, Analyten und die elektrisch aktiven Markierungseinheiten bevorzugt die zum Verfahren beschriebenen Eigenschaften auf.

Die Oberfläche der Messelektrode kann in mehrere leitfähige Bereiche eingeteilt sein.

25 Erfundungsgemäße Elektroden können planar oder in nichtplanaren Geometrien ausgeführt werden.

30 Hohe Empfindlichkeiten bis in den Einzelmolekülbereich versprechen impedimetriche Messungen auf der Basis von Mikroelektroden mit Flächen im Bereich von 1 bis 20 x 1 bis 20  $\mu\text{m}^2$ , bevorzugt von 5 bis 15 x 5 bis 15  $\mu\text{m}^2$  und besonders bevorzugt von 10 x 10  $\mu\text{m}^2$ , bei denen einzelne Markierungseinheiten wie z.B. auto-

metallografisch verstärkte Au-Kolloide Vergrößerungen der Elektrodenflächen in der Höhe einiger Prozent bewirken. Mit Einzelelektrodenflächen von z.B.  $10 \times 10 \mu\text{m}^2$  lassen sich auf einem  $10 \times 10 \text{ mm}^2$  großen Chip  $10^6$  Elemente unterbringen. Diese Größenangaben haben lediglich Beispielcharakter und schließen andere Größen und

5 Anzahlen nicht aus.

In jedem leitfähigen Bereich kann eine Art von Erkennungselementen immobilisiert sein, oder es können in mehreren leitfähigen Bereichen dieselbe Art von Erkennungselementen immobilisiert sein.

10

Zur Abdeckung von dynamischen Bereichen, die über einen zu erwartenden Quantifizierungsbereich von zwei bis drei Größenordnungen einer impedimetrischen Messung einer einzelnen Elektrode hinausgehen, werden dementsprechend verschiedene große Elektrodenflächen eingesetzt, die sich in ihrer Fläche in dem

15

Verhältnis der nachzuweisenden Konzentrationsbereiche unterscheiden. Dabei werden jeweils für eine Art von Erkennungseinheit mehrere leitfähige Bereiche eingesetzt, die sich in ihrer Größe jeweils um einen Faktor unterscheiden, bevorzugt um einen Faktor im Bereich von 5 bis 15, besonders bevorzugt von 9 bis 11.

20

In der planaren Ausführung befinden sich eine oder mehrere Elektroden seitlich nebeneinander auf einem Substrat. Analytlösungen können über Mikrokanäle, die in die Strukturen geätzt werden können, den elektrischen Sensorfeldern zugeführt werden. Alternativ kann ein mit Mikrokanälen versehenes Bauteil als Deckel für ein planares Substrat eingesetzt werden.

25

Ein Beispiel für nichtplanare Geometrien ist ein Substrat, in das z.B. mit Trockenätzverfahren Kanäle vertikal geätzt werden. Die Wände dieser Mikrokanäle werden mit Elektroden überzogen. In diese mikrofluidischen Kanäle können die Analytlösungen in die unmittelbare Nähe der Elektroden gebracht werden, womit die Ansprechzeit bzw. Empfindlichkeit der Vorrichtung aufgrund reduzierter Diffusionswege und -zeiten der Analytmoleküle verringert wird.

30

Besonders vorteilhaft können mehrere Elektroden lateral nebeneinander oder vertikal übereinander in Form von Schichtstrukturen ausgeführt werden.

5 Vorteilhaft kann die Gegenelektrode auf dem gleichen Substrat wie die Mess-elektroden untergebracht sein z.B. für 2-Punkt-Impedanzmessungen. Ebenso können neben Mess-und Gegenelektrode eine zusätzliche Referenzelektrode auf dem gleichen Substrat für eine 3-Punkt-Impedanzmessung aufgebracht werden.

10 Die Substrate bestehen aus Glas, SiO<sub>2</sub>, Kunststoffe, bevorzugt aus Polyethylen-terephthalat, Polycarbonat, Polystyrol.

15 Für die Elektroden kommen Metalle wie z.B. Au, Pl, Ag, Ti, Halbleiter wie z.B. Si, Metalloxide insbesondere Indium-Zinn-Oxid (ITO) oder leitfähige Polymere wie Polyaniline, Polythiophene insbesondere Polyethylendioxythiophen, Polyphenylene, Polyphenylenvinylen, Polythiophenvinylen, Polypyrrole in Frage.

Um viele Elektroden einzeln anzusteuern, werden Multiplexschaltkreise eingesetzt.

20 Mit einer Impedanzmessung, die mit Wechselspannungen bzw. -strömen arbeitet, setzt sich die erfindungsgemäße Lösung vom unmittelbaren Stand der Technik (Gleichstromdetektion) durch die intrinsisch gegebene Möglichkeit zur Quantifizierung der nachzuweisenden Analyten ab.

25 Aufgrund der möglichen hohen Packungsdichte der Funktionselemente auf der Mess-elektrode, die auch als Chip bezeichnet werden kann, eignet sich die erfindungsgemäße Vorrichtung als Plattform für DNA- und Proteinarrays.

### Figuren und Beispiele

Die Figuren zeigen

- 5      Fig. 1      Erkennungsreaktion auf einer Meßelektrode  
Fig. 2      Vorrichtung zur Detektion von DNA auf ITO-Elektroden  
Fig. 3      Impedanzspektren einer Hybridisierungsreaktion  
Fig. 4      Vertikale Anordnung der Elektrodenstruktur  
Fig. 5      Vertikale Anordnung von Elektroden-Isolatorschichtfolgen  
10     Fig. 6      Planare Elektroden in Arrayform

### Beispiel 1

#### **Methode und Vorrichtung zur Detektion von DNA auf ITO-Elektroden**

- 15     Das elektronische Bauelement als Plattform für die Erkennungsreaktion basiert auf ITO (Indium-Zinn-Oxid)-beschichteten Glasträgern 1 (Merck, 9R1507, Ohm/square: 13, ITO-Schichtdicke: 125nm) (Fig 1), nachfolgend Chips genannt.
- An die ITO-Oberflächen 2 wurden wie folgt Fänger-DNA 3 gebunden. 200g L-Lysin, 20 50g Caprolactam, 50g 1,6-Diaminohexan und 0,5g TPP wurden bei 240°C zur Reaktion gebracht, wobei Wasser abdestillierte. Das resultierende Polyamid wurde im Verhältnis 8:1 mit NMP verdünnt. 9g des Polymers wurden zur Silanisierung 2 h unter N<sub>2</sub>-Atmosphäre mit 0,1g Triethoxysilylpropylisocyanat bei RT umgesetzt, wobei das Silan über Urethangruppen mit den Aminogruppen des Polyamids reagiert.
- 25     Indium-Zinn-Oxid beschichtete Glasoberflächen wurden 30 min mit Argon-induziertem Plasma bei Normaldruck behandelt und anschließend 5 min auf 80°C erhitzt. Eine 1%ige Lösung des silanfunktionellen Polyamidurethans in einem Gemisch von Aceton/DMF/Wasser (7,5:2:0,5 v/v/v) wurde 15 min bei RT mit den Chips inkubiert. Nach der Funktionalisierung wurden die Oberflächen mit Aceton gewaschen und 30 anschließend 45 min. bei 110°C getrocknet.

Fänger-DNA 3 (5'-Amino--GTCCCCTACGGACAAGGCGCGT-3') wurde in Phosphatpuffer pH 7,2 gelöst und mit 0,1M Bis-sulfo-succinimidyl-suberat (BS3) 10 min bei RT inkubiert. Durch Verdünnung mit Phosphatpuffer wurde die Reaktion abgebrochen. Die Reinigung der Fänger-DNA erfolgte durch Chromatographie auf einer NAP-10-Säule (Pharmacia). Die gereinigte Fänger-DNA wurde in Volumina von z.B. 25 µl auf die silanisierten Oberflächen aufgebracht und über Nacht bei RT inkubiert. Die resultierenden DNA-Chips wurden mit 1% Ammoniumhydroxid sowie Wasser gewaschen und anschließend bei RT getrocknet. Durch eine Übernacht-Inkubation mit 0,4mg/ml BS3 in 0,1M Phosphatpuffer pH 7,2 wurden die nicht umgesetzten Aminogruppen auf der Chipoberfläche blockiert.

Auf den mit Fänger-DNA beschichteten Chipoberflächen wurden DNA-Hybridisierungsreaktionen mit einer Analyt-DNA-Probe 4 durchgeführt. Als Positivkontrolle diente der match-DNA-Analyt der Sequenz 5'-Biotin--TTTTCGCGCCTGTCCGTAGGGACT-3'. Als Negativkontrolle fungierte der complete-mismatch-Analyt der Sequenz 5'-Biotin-GTCCCCTACGGACAAGGCGCGT-3'. Es wurden 10-9 M Lösungen der DNA's in Tris-Puffer pH 8, 1M NaCl, 0,005% SDS, mit dem jeweiligen Chip in einem Volumen von 25 µl für 0.5h bei 56°C inkubiert. Anschließend wurde mit Hybridisierungspuffer gewaschen, um nicht hybridisierte DNA von der Chipoberfläche zu entfernen. Die hybridisierten Target-DNAs wurden 4h bei RT mit einer Lösung von Streptavidin-Gold 5 (Durchmesser der Goldpartikel 10 nm, Sigma) inkubiert. Die Chips wurden mit Wasser gewaschen und anschließend bei RT getrocknet. Die Goldmarkierten Nukleinsäuren wurden mit der Enhancer-Lösung der Fa. Biocell (Biocell L15) einmal für 5 min. bei Raumtemperatur behandelt und anschließend getrocknet.

Die impedimetrischen Messungen  $|Z(\omega)|$  (Betrag des komplexen Widerstands) der Hybridisierungsreaktionen wurde in 2-Punkt-Geometrie über einen Frequenzbereich zwischen 0.1 Hz und 100 kHz bei einer vorgegebenen Wechselspannungsamplitude von 5 mV mit einem EG&G Potentiostat/Galvanostat Model 283 gemessen. Hierzu wurde auf den Chip 1 ein bodenfreier Teflontopf 6 mit einer Bohrung von  $1.6 \text{ mm}^2$

aufgesetzt, der eine Elektrodenfläche von 2 mm<sup>2</sup> definiert (Fig. 2). Während die beschichtete ITO-Elektrode 2 die Messelektrode darstellt, dient eine poröse Tantalelektrode 7 mit einer gesamten Oberfläche von ca. 250 cm<sup>2</sup> als Gegenelektrode. Als Elektrolyt 8 wurde 0.5 M NaCl verwendet.

5

Fig. 3 zeigt die Impedanzspektren für die Hybridisierungsreaktion der Fänger-DNA mit der positiven Analyt-DNA und der Kontrollhybridisierungsreaktion. Für die positiven Reaktion lässt sich eine signifikante Erniedrigung von |Z( )| messen.

10

### **Beispiel 2**

**Methode und Vorrichtung zur Detektion von DNA mit vertikalen angeordneten Elektrodenstrukturen in Mikrokanälen**

15

Eine alternative Ausführung für ein erfindungsgemäßes elektronisches Bauelement ist eine vertikale Anordnung einer Elektrodenstruktur nach Fig. 4. Mittels Fotolithografie wird ein Mikrokanal 9 einer Weite von z.B. 20 µm durch Ionenstrahlätzungen durch die Schichtstruktur realisiert. Ein anschließender elektrochemischer metallischer Abscheidungsprozess führt zur Metallisierung 10 des Kanals, der mit seiner gesamten Innenfläche als Messelektrode somit zur Verfügung steht. Immobilisierung und Durchführung des Assays finden an der Innenseite dieses Mikrokanals analog zu Beispiel 1 statt.

20

### **Beispiel 3**

**Methode und Vorrichtung zur Detektion von DNA mit vertikalen übereinander angeordneten Elektrodenstrukturen**

25

Eine alternative Ausführung für ein erfindungsgemäßes elektronisches Bauelement ist eine vertikale Anordnung von Elektroden-Isolatorschichtfolgen nach Fig. 5. Über mehrstufige Aufdampf- bzw. Sputtersprozesse werden alternierende Schichten von Elektroden 11 und Isolatorschichten 12 übereinander abgeschieden. Mittels Fotolithografie wird ein Mikrokanal 13 einer Weite von z.B. 20 µm durch Ionenstrahl-

30

äten durch die Schichtstruktur realisiert. Immobilisierung und Durchführung des Assays finden an der Innenseite dieses Mikrokanals analog zu Beispiel 1 statt. Werden auf den unterschiedlichen Elektroden selektiv verschiedene Fänger-DNA immobilisiert, wird mit diesem Aufbau ein multiplexfähiger Mikrokanal für die impedimetrische Analyse realisiert.

**Beispiel 4**

**Methode und Vorrichtung zur Detektion von DNA mit planaren Elektroden in Arrayform und Multiplexeinrichtung**

10

Die Sensoroberfläche besteht aus einem Netzwerk von einzelnen elektronischen Bauelementen 14 nach Beispiel 1 bzw. Beispiel 2, die untereinander über nichtlineare Elemente wie z.B. Dioden 15 und Steuerleitungen 16 - 21 verknüpft sind (Fig. 6), Immobilisierung und Durchführung des Assays finden an der Innenseite dieses Mikrokanals analog zu Beispiel 1 statt. Zum Auslesen eines einzelnen Bauelements 14 werden die Zeilen-Steuerleitungen 17 gegenüber den Spalten-Steuerleitungen 20 auf eine Durchlassspannung gesetzt. Gleichzeitig werden die zu den übrigen Bauelementen zugehörigen Zeilen- und Spaltensteuerleitungspaare 16/19, 16/20, 16/21, 17/19, 17/21, 18/19, 18/20, 18/21 auf die inverse Spannung bzw. Sperrspannung gesetzt. N x N Bauelemente werden über 2 x N Steuerleitungen angesteuert. Die elektrischen Ansteuerungen dieser Leitungen werden durch Standardmultiplexschaltungen bewerkstelligt.

15

20

**Patentansprüche**

1. Verfahren zum Nachweis eines oder mehrerer Analyten durch eine Erkennungsreaktion, mit den Schritten

5

- Bereitstellung einer Vorrichtung mit
  - einer Messelektrode mit biofunktioneller Oberfläche, wobei die biofunktionelle Oberfläche Erkennungselemente für die Analyten aufweist,

10

- einer oder mehreren Gegenelektroden,
- einem flüssigen Elektrolyten zwischen Messelektrode und Gegenelektroden

15

- in Kontaktbringen von mit elektrisch aktiven Markierungseinheiten markierten Analyten mit der biofunktionellen Oberfläche, wobei die elektrisch aktiven Markierungseinheiten entweder vor dem Kontakt der Analyten mit der biofunktionellen Oberfläche an die Analyten gebunden worden sind oder nach dem Kontakt der Analyten mit der biofunktionellen Oberfläche an die Analyten gebunden werden,

20

- Anlegen einer a) zeitlich veränderlichen Spannung oder b) eines zeitlich veränderlichen Stroms zwischen der ersten Gegenelektrode und der Messelektrode, und
  - entweder im Fall a) Messung des Stroms oder im Fall b) Messung der Spannung zwischen erster Gegenelektrode und Messelektrode, oder
  - im Fall a) Messung des Stroms oder im Fall b) Messung der Spannung
- Messung des Stroms zwischen zweiter oder weiterer Gegenelektrode und der Messelektrode.

25

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Erkennungselemente kovalent oder nichtkovalent auf dem elektronischen Bauelement immobilisiert sind

30

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die zeitlich veränderliche Spannung eine Wechselspannung oder eine gepulste Spannung ist.
  
- 5 4. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass der zeitlich veränderliche Strom ein Wechselstrom oder ein gepulster Strom ist.
  
5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Impedanz zwischen der Messelektrode und der ersten oder weiteren 10 Gegenelektrode bestimmt wird.
  
- 15 6. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Kapazität zwischen der Messelektrode und der ersten oder weiteren Gegenelektroden aus der Impedanzmessung unter der Verwendung von geeigneten Ersatzschaltbildern abgeleitet wird.
  
7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass der zeitlich veränderlichen Spannung eine Gleichspannung aufgeprägt wird.
  
- 20 8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1, 2 oder 4, dadurch gekennzeichnet, dass dem zeitlich veränderlichen Strom ein Gleichstrom aufgeprägt wird.
  
9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Erkennungsreaktion einen Immunoassay, DNA-Assay, bevorzugt einen 25 SNP-Assay darstellt.
  
10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die elektrisch aktiven Markierungseinheiten vor dem Kontakt der Analyten mit der biofunktionellen Oberfläche an die Analyten gebunden worden sind und zusätzlich unmarkierte Analyten in Kontakt mit der biofunktionellen 30 Oberfläche gebracht werden.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass ein Analytmolekül mit mehreren elektrisch aktiven Markierungseinheiten markiert ist.

5

12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass die elektrisch aktiven Markierungseinheiten eine Dielektrizitätskonstante im Bereich von 5 und 15000, bevorzugt im Bereich zwischen 10 und 1500 aufweisen.

10

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass die elektrisch aktiven Markierungseinheiten eine Größe im Bereich von 1 bis 100 nm, bevorzugt 1 bis 30 nm, besonders bevorzugt von 1 bis 2 nm haben.

15

14. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass die elektrisch aktiven Markierungseinheiten Nanopartikel, Metallkomplexe und/oder Cluster aus leitfähigen Materialien wie Au, Ag, Pt, Pd, Cu oder Kohlenstoff sind.

20

15. Verfahren nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass die Nanopartikel oder Cluster aus Titanaten, Materialien, die in einem Perovskitgitter kristallisieren, TiO<sub>2</sub> oder Bleiverbindungen sind.

25

16. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass die elektrisch aktiven Markierungseinheiten Kohlenstoff „nanotubes“, nicht-leitfähige Partikel mit leitfähiger Beschichtung oder nichtleitfähige Partikel mit metallischer Beschichtung sind.

30

17. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass die elektrisch aktiven Markierungseinheiten leitfähige Polymere sind.

18. Verfahren nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, dass die leitfähigen Polymere Polyaniline, Polythiophene insbesondere Polyethylendioxythiophen, Polyphenylene, Polyphenylenvinylen, Polythiophenvinylen, Polypyrrol sind.
- 5 19. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass die Markierungseinheiten Enzyme, bevorzugt HRP sind, die durch die Umsetzung eines Substrats elektrisch aktive Markierungseinheiten bilden.
- 10 20. Verfahren nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, dass Meerrettichperoxidase (HRP) die Polymerisierung eines leitfähigen Polymers, bevorzugt Polyanilins oder Polyethylendioxythiophen, katalysiert oder die Abscheidung eines biotinylierten Polymers katalysiert, an deren Biotine Markierungseinheiten über Avidin, NeutrAvidin oder Streptavidin gebunden werden können.
- 15 21. Verfahren nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, dass die elektrisch aktiven Markierungseinheiten autometallografisch verstärkt werden.
- 20 22. Verfahren nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, dass zur autometallografischen Verstärkung Ag oder Au verwendet wird.
- 25 23. Vorrichtung zum Nachweis eines oder mehrerer Analyten durch eine Erkennungsreaktion enthaltend
  - mindestens eine Messelektrode mit biofunktioneller Oberfläche, wobei die biofunktionelle Oberfläche Erkennungselemente für die Analyten aufweist,
  - eine oder mehrere Gegenelektroden,
  - einen flüssigen Elektrolyten zwischen Messelektrode und Gegenelektroden,
- 30

- Analyten, die mit elektrisch aktiven Markierungseinheiten markiert sind und in Kontakt mit den Erkennungselementen der biofunktionellen Oberfläche sind,
  - entweder a) eine Spannungsquelle zum Aufprägen einer zeitlich veränderlichen Spannung oder b) eine Stromquelle zum Aufprägen eines zeitlich veränderlichen Stroms zwischen der ersten Gegenelektrode 5 und der Messelektrode, und
  - Messgerät zur
    - Messung im Fall a) des Stroms oder im Fall b) der Spannung zwischen erster Gegenelektrode und Messelektrode, oder
    - Messung im Fall a) des Stroms oder im Fall b) der Spannung 10 zwischen zweiter oder weiterer Gegenelektrode und der Messelektrode.
- 15      24. Vorrichtung nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, dass die Messelektrode, Gegenelektroden, Elektrolyten, Erkennungselemente, Analyten, zeitlich veränderliche Spannung, der zeitlich veränderlicher Strom und die elektrisch aktiven Markierungseinheiten die in den Ansprüchen 2 bis 4 oder 7 bis 22 beschriebenen Eigenschaften aufweisen.
- 20      25. Vorrichtung nach Anspruch 23, 24, dadurch gekennzeichnet, dass die Oberfläche der Messelektrode in mehrere leitfähige Bereiche eingeteilt ist.
- 25      26. Vorrichtung nach Anspruch 25, dadurch gekennzeichnet, dass die leitfähigen Bereiche planar ausgeführt sind.
- 30      27. Vorrichtung nach Anspruch 25, 26, dadurch gekennzeichnet, dass die leitfähigen Bereiche Größen im Bereich von 1 bis 20 x 1 bis 20  $\mu\text{m}^2$ , bevorzugt von 5 bis 15 x 5 bis 15  $\mu\text{m}^2$ , besonders bevorzugt von 10 x 10  $\mu\text{m}^2$  haben.

28. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 25 bis 27, dadurch gekennzeichnet, dass in jedem leitfähigen Bereich eine Art von Erkennungselementen immobilisiert ist.
- 5        29. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 25 bis 27, dadurch gekennzeichnet, dass in mehreren leitfähigen Bereichen dieselbe Art von Erkennungselementen immobilisiert sind.
- 10      30. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 25 bis 27, dadurch gekennzeichnet, dass jeweils für eine Art von Erkennungseinheiten mehrere leitfähige Bereiche eingesetzt werden, die sich in ihrer Größe jeweils um einen Faktor unterscheiden, bevorzugt um einen Faktor im Bereich von 5 bis 15, besonders bevorzugt von 9 bis 11.
- 15      31. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 25 bis 30, dadurch gekennzeichnet, dass das die leitfähigen Bereiche als Kanäle in einem Substrat ausgeführt sind.
- 20      32. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 25 bis 30, dadurch gekennzeichnet, dass mehrere Elektroden lateral nebeneinander oder vertikal übereinander in Form von Schichtstrukturen ausgeführt werden.
- 25      33. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 25 bis 30, dadurch gekennzeichnet, dass das die leitfähigen Bereiche in einer alternierenden Schichtfolge von leitfähigen und Isolatorschichten als Mikrokanal in einem Substrat ausgeführt sind.
- 30      34. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 25 bis 30, dadurch gekennzeichnet, dass die Gegenelektroden bzw. Gegenelektrode und Referenzelektrode auf dem gleichen Substrat wie die Messelektroden untergebracht ist.

35. Vorrichtung nach Anspruch 34, dadurch gekennzeichnet, dass die Substrate aus Glas, SiO<sub>2</sub>, Kunststoffe, bevorzugt Polyethylenterephthalat, Polycarbonat, Polystyrol bestehen.
- 5        36. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 23 bis 35, dadurch gekennzeichnet, dass die leitfähigen Bereichen aus Metallen, bevorzugt Au, Pt, Ag, Ti, Halbleitern wie Si, oder Metalloxiden, bevorzugt Indium-Zinn-Oxid oder leitfähigen Polymeren wie Polyethylendioxythiophen, Polyphenylene, Polyphenylenvinylen, Polythiophenvinylen, Polypyrrol bestehen.  
10
37. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 23 bis 36, dadurch gekennzeichnet, dass die Messelektroden ein Array bilden.
- 15        38. Verwendung der Vorrichtung nach einem der Ansprüche 23 bis 38 als DNA-Array oder als Protein-Array.

**Methode und Vorrichtung zum elektrischen Nachweis eines oder mehrerer Analyten in einer Probe**

**Z u s a m m e n f a s s u n g**

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Nachweis eines oder mehrerer Analyten durch eine Erkennungsreaktion, mit den Schritten

- Bereitstellung einer Vorrichtung mit
  - einer Messelektrode mit biofunktioneller Oberfläche, wobei die biofunktionelle Oberfläche Erkennungselemente für die Analyten aufweist,
  - einer oder mehreren Gegenelektroden,
  - einem flüssigen Elektrolyten zwischen Messelektrode und Gegenelektroden,
- in Kontaktbringen von mit elektrisch aktiven Markierungseinheiten markierten Analyten mit der biofunktionellen Oberfläche, wobei die elektrisch aktiven Markierungseinheiten entweder vor dem Kontakt der Analyten mit der biofunktionellen Oberfläche an die Analyten gebunden worden sind oder nach dem Kontakt der Analyten mit der biofunktionellen Oberfläche an die Analyten gebunden werden,
- Anlegen einer a) zeitlich veränderlichen Spannung oder b) eines zeitlich veränderlichen Stroms zwischen der ersten Gegenelektrode und der Messelektrode, und
  - entweder im Fall a) Messung des Stroms oder im Fall b) Messung der Spannung zwischen erster Gegenelektrode und Messelektrode, oder
  - im Fall a) Messung des Stroms oder im Fall b) Messung der Spannung Messung des Stroms zwischen zweiter oder weiterer Gegenelektrode und der Messelektrode.

Die Erfindung betrifft weiterhin eine Vorrichtung mit der das erfindungsgemäße Verfahren durchgeführt werden kann.

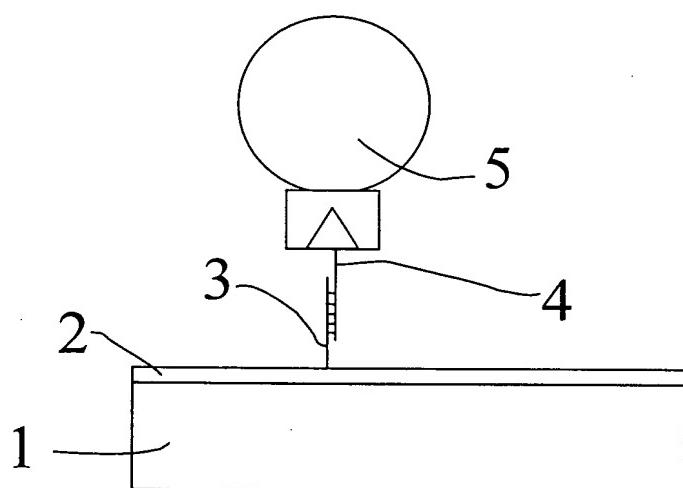
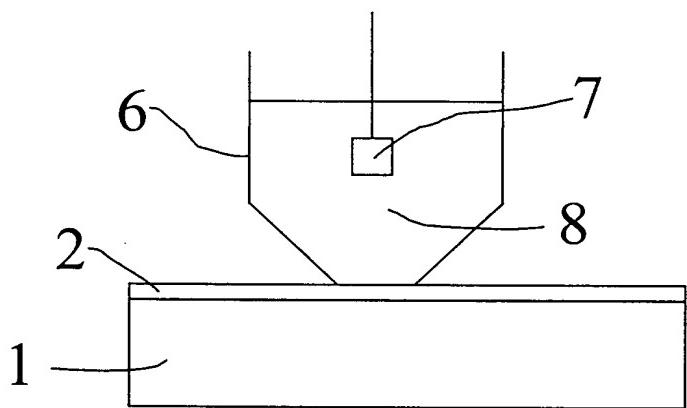
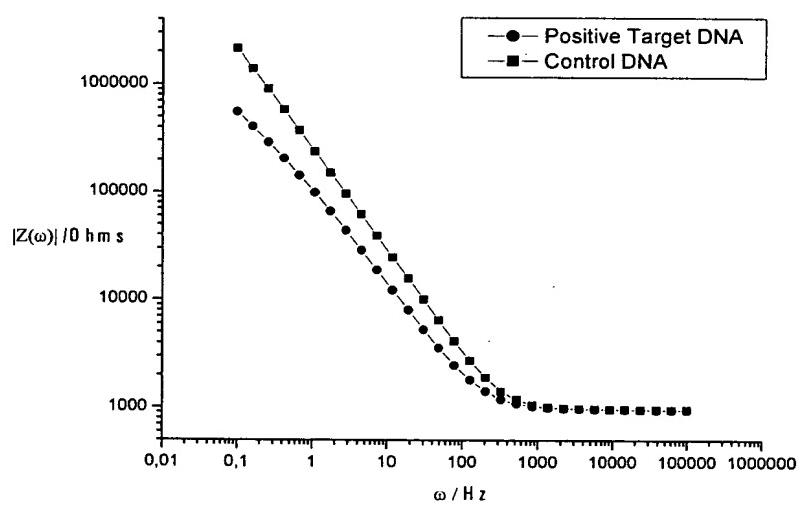


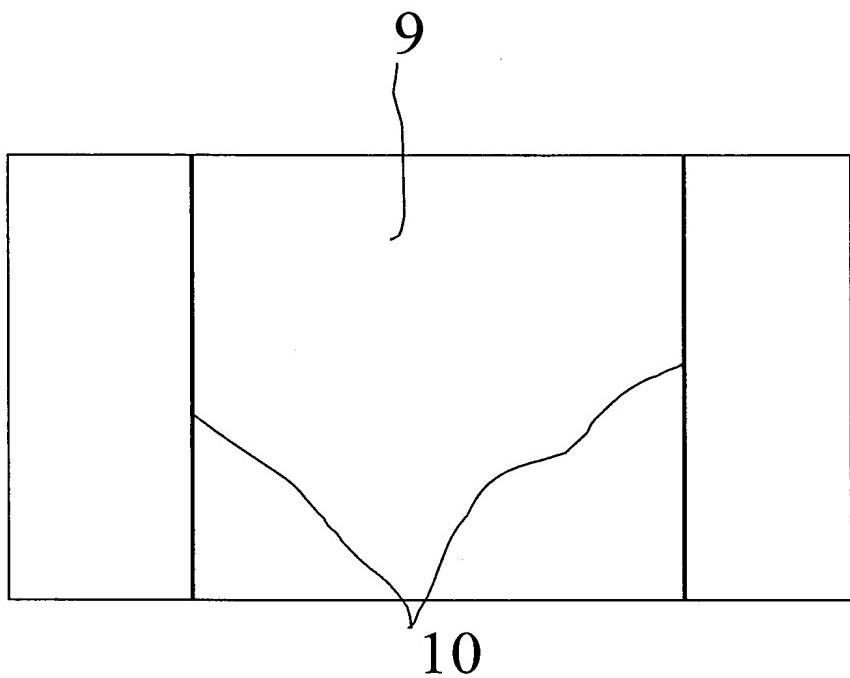
Fig. 1



**Fig. 2**



**Fig. 3**



**Fig. 4**

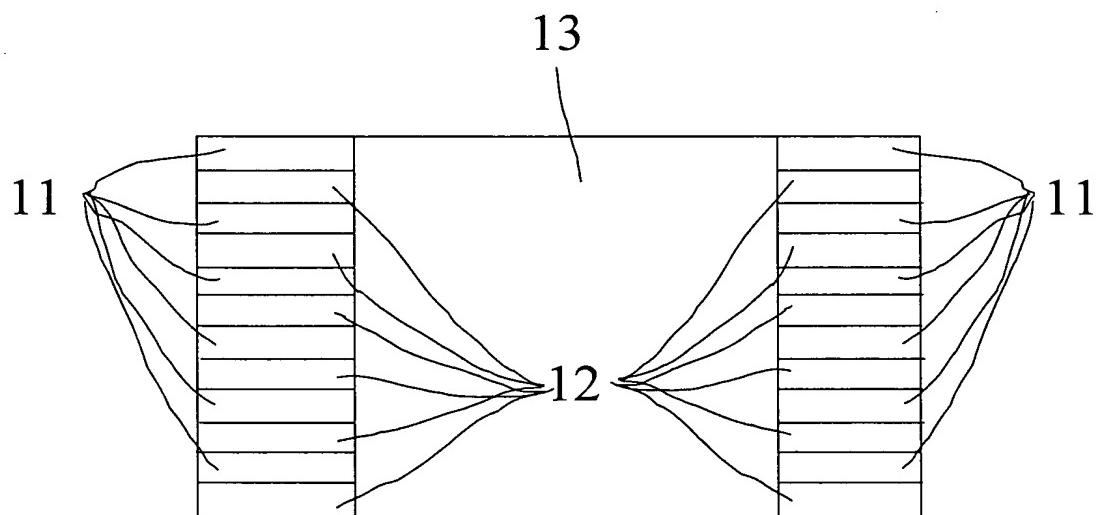
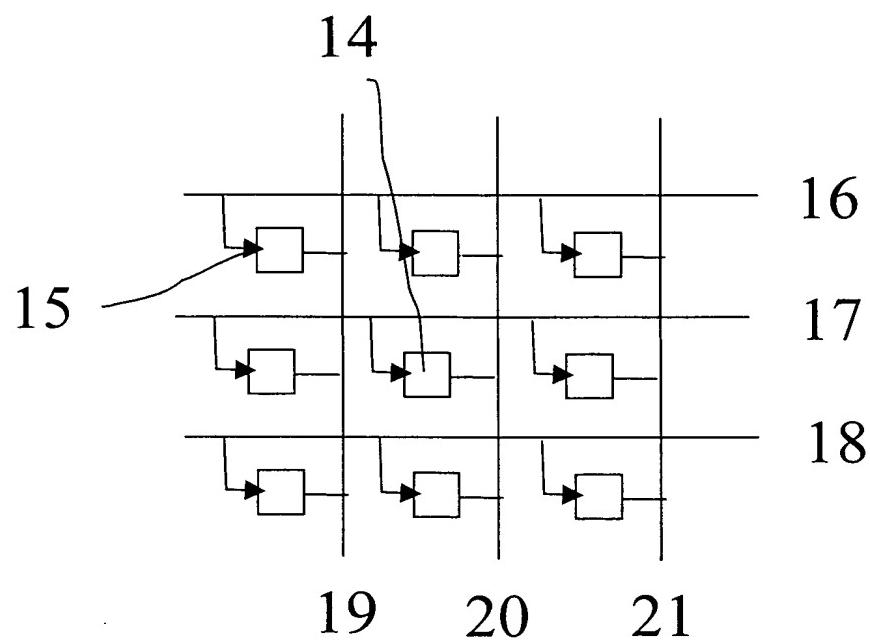


Fig. 5



**Fig. 6**